



## DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITE DE COOPERATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

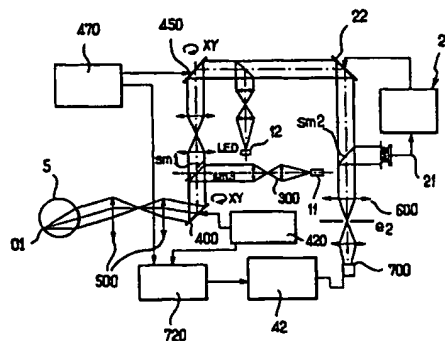
(51) Classification internationale des brevets <sup>7</sup> : <b>A61B 3/14</b>	<b>A1</b>	(11) Numéro de publication internationale: <b>WO 00/59368</b> (43) Date de publication internationale: 12 octobre 2000 (12.10.00)
<p>(21) Numéro de la demande internationale: PCT/FR00/00823</p> <p>(22) Date de dépôt international: 31 mars 2000 (31.03.00)</p> <p>(30) Données relatives à la priorité: 99/04086 1er avril 1999 (01.04.99) FR</p> <p>(71) Déposant (<i>pour tous les Etats désignés sauf US</i>): UNIVERSITE PARIS 7 - DENIS DIDEROT [FR/FR]; 2, place Jussieu, F-75005 Paris (FR).</p> <p>(72) Inventeurs; et (75) Inventeurs/Déposants (<i>US seulement</i>): LE GARGASSON, Jean-François [FR/FR]; 7, rue des Morvains, F-94350 Villiers s/Seine (FR). LENA, Pierre [FR/FR]; 8, rue de Reims, F-75013 Paris (FR). BOCCARA, Claude [FR/FR]; Bâtiment 13, 14, rue des Meuniers, F-75012 Paris (FR). DUBOIS, Arnaud [FR/FR]; 13, résidence le Bois du Roi, F-91940 Les Ulis (FR).</p> <p>(74) Mandataires: MARTIN, Jean-Jacques etc.; Cabinet Regimbeau, 26, avenue Kléber, F-75116 Paris (FR).</p>	<p>(81) Etats désignés: AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW, brevet ARIPO (GH, GM, KE, LS, MW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), brevet eurasiatique (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), brevet européen (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), brevet OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).</p> <p>Publiée Avec rapport de recherche internationale.</p>	

(54) Title: HIGH RESOLUTION DEVICE FOR OBSERVING A BODY

(54) Titre: DISPOSITIF D'OBSERVATION D'UN CORPS A HAUTE RESOLUTION

## (57) Abstract

The invention concerns a device for observing a body, in particular a viewer, comprising means for illuminating (12) the body (5), means for sampling (400, 450, 500, 700) light coming from an illuminated site (01) of the body and compensating means (20) for measuring a deformation of the wave front of a beam coming from a point of the body (5) and for applying to the light sampled by the sampling means (400, 450, 500, 700) a correction calculated on the basis of said measured deformation. The invention is characterised in that the sampling means and the compensating means are arranged such that, for each point of the body used for calculating the correction, the sampling means sample the light on a selected zone of the body near enough to said calculation point for the deformation of the wave front of the light coming from any point of that zone should be the same as that coming from the point of calculation more or less within a wavelength fraction, and the device includes means (400, 450, 500, 700) for automatically changing the point of the body (5) used for the calculation of correction and for changing synchronously the associated sampling zone, such that the device scans the observed body by way of a series of such successive zones for each of which the deformation of the wave front derived from any point in the zone is identical, more or less within a wavelength fraction, to the deformation of the wave front derived from the associated point of calculation.



(57) Abrégé

L'invention concerne un dispositif d'observation d'un corps, notamment d'un oeil, comportant des moyens d'illumination (12) du corps (5), des moyens de prélèvement (400, 450, 500, 700) de la lumière provenant d'un endroit illuminé (01) du corps (5) et des moyens de compensation (20) aptes à mesurer une déformation de front d'onde d'un faisceau provenant d'un point du corps (5) et à appliquer à la lumière prélevée par les moyens de prélèvement (400, 450, 500, 700) une correction calculée à partir de cette déformation mesurée, caractérisé en ce que les moyens de prélèvement et les moyens de compensation sont agencés de sorte que, pour chaque point du corps utilisé pour un calcul de correction, les moyens de prélèvement prélèvent la lumière sur une zone du corps choisie suffisamment voisine dudit point de calcul pour que la déformation de front d'onde de la lumière provenant de tout point de cette zone soit la même que celle provenant du point de calcul à une fraction de longueur d'onde près, et en ce que le dispositif inclut des moyens (400, 450, 500, 700) pour changer automatiquement le point du corps (5) utilisé pour le calcul de correction et changer, en synchronisme, la zone de prélèvement associée, de telle sorte que le dispositif balaie le corps observé sous la forme d'une série de telles zones successives pour chacune desquelles la déformation du front d'onde émanant de tout point de la zone est identique, à une fraction de longueur d'onde près, à la déformation du front d'onde émanant d'un point de calcul associé.

**UNIQUEMENT A TITRE D'INFORMATION**

Codes utilisés pour identifier les Etats parties au PCT, sur les pages de couverture des brochures publiant des demandes internationales en vertu du PCT.

AL	Albanie	ES	Espagne	LS	Lesotho	SI	Slovénie
AM	Arménie	FI	Finlande	LT	Lituanie	SK	Slovaquie
AT	Autriche	FR	France	LU	Luxembourg	SN	Sénégal
AU	Australie	GA	Gabon	LV	Lettonie	SZ	Swaziland
AZ	Azerbaïdjan	GB	Royaume-Uni	MC	Monaco	TD	Tchad
BA	Bosnie-Herzégovine	GE	Géorgie	MD	République de Moldova	TG	Togo
BB	Barbade	GH	Ghana	MG	Madagascar	TJ	Tadjikistan
BE	Belgique	GN	Guinée	MK	Ex-République yougoslave de Macédoine	TM	Turkménistan
BF	Burkina Faso	GR	Grèce	ML	Mali	TR	Turquie
BG	Bulgarie	HU	Hongrie	MN	Mongolie	TT	Trinité-et-Tobago
BJ	Bénin	IE	Irlande	MR	Mauritanie	UA	Ukraine
BR	Brésil	IL	Israël	MW	Malawi	UG	Ouganda
BY	Biélorus	IS	Islande	MX	Mexique	US	Etats-Unis d'Amérique
CA	Canada	IT	Italie	NE	Niger	UZ	Ouzbékistan
CF	République centrafricaine	JP	Japon	NL	Pays-Bas	VN	Viet Nam
CG	Congo	KE	Kenya	NO	Norvège	YU	Yougoslavie
CH	Suisse	KG	Kirghizistan	NZ	Nouvelle-Zélande	ZW	Zimbabwe
CI	Côte d'Ivoire	KP	République populaire démocratique de Corée	PL	Pologne		
CM	Cameroun	KR	République de Corée	PT	Portugal		
CN	Chine	KZ	Kazakhstan	RO	Roumanie		
CU	Cuba	LC	Sainte-Lucie	RU	Fédération de Russie		
CZ	République tchèque	LI	Liechtenstein	SD	Soudan		
DE	Allemagne	LK	Sri Lanka	SE	Suède		
DK	Danemark	LR	Libéria	SG	Singapour		
EE	Estonie						

## Dispositif d'observation d'un corps à haute résolution

L'invention concerne les dispositifs d'observation de corps, par exemple de corps vivants ou d'objets manufacturés.

5 Elle concerne notamment les dispositifs d'observation de l'œil.

On connaît de nombreux dispositifs d'observation de l'œil tels que biomicroscopes, ophtalmoscopes ou rétinographes. Ils servent à différents types d'examens tels qu'observations anatomiques directes ou explorations par le truchement de colorants tels que la fluorescéine, le vert d'indocyanine,  
10 le rose bengal, ou l'orange d'acridine.

Avec certains appareils expérimentaux récents, les explorations fonctionnelles sont également possibles comme l'étude des fixations ou la projection de tests destinés à l'enregistrement des activités électriques des voies visuelles. Dans ce cas, une image est directement formée sur la rétine à  
15 l'aide d'une modulation d'un faisceau d'illumination.

Les appareils les plus classiques sont basés sur l'éclairement global d'un champ de 5° à 60° en lumière poly- ou monochromatique.

Ces appareils nécessitent généralement de séparer les pupilles d'illumination et d'observation selon la règle dite de Gullstrand.

20 Les rétinographes utilisent une surface sensible photographique. Ils nécessitent des niveaux d'éclairement rétinien beaucoup plus élevés que ceux requis pour l'observation ophtalmoscopique directement par la rétine de l'observateur. Leur niveau de performance est essentiellement défini par la résolution optique du système.

25 Plus récemment sont apparues des surfaces sensibles permettant des enregistrements vidéoscopiques à des longueurs d'ondes visibles ou non visibles par l'œil humain. La résolution de ces appareils est alors soumise, en plus des limitations optiques, aux limitations de l'acquisition électronique.

Dans le domaine de l'exploration de la cornée et du cristallin, on connaît  
30 les systèmes d'illumination dont la source d'illumination a la forme d'un cercle ou d'une fente à largeur variable, et dont l'image optique est focalisée sur le plan d'observation.

Dans de tels dispositifs, on adopte un système d'observation constitué par un système monoculaire ou binoculaire grossissant solidaire du dispositif d'illumination. L'image des tissus peut être observée soit directement soit par l'intermédiaire d'une lentille additionnelle située près de l'œil. Ces appareils  
5 répondent aux dispositions d'une règle de séparation des pupilles appelée règle de Gullstrand.

Plus récemment ont été décrits des appareils de microscopie cornéenne et/ou cristallinienne. Ces appareils sont très proches de ceux de la microscopie conventionnelle. Ces appareils utilisent le fait que les milieux  
10 antérieurs de l'œil permettent de travailler avec des angles d'ouverture très larges, selon la technique dite en immersion.

Ces dernières années une nouvelle technique de microscopie dite confocale a également été proposée pour la visualisation de la cornée. La technique confocale présente l'intérêt de sélectionner un plan de coupe  
15 optique ayant une certaine épaisseur en Z. Les appareils faisant appel à cette technique ont donc des propriétés tomographiques, c'est à dire qu'ils permettent d'isoler un plan d'observation dans un milieu diffusant. Des techniques vidéoscopiques permettent d'acquérir en temps réel une grande série de coupes optiques dans des plans successifs.

20 Dans le domaine de l'exploration rétinienne on a également proposé une technique basée sur des principes différents de principes précédemment définis par Helmholtz au milieu du dix neuvième siècle.

Le brevet US 4 213 678 de POMERANTZEFF et WEBB a ainsi proposé un éclaircissement d'une petite surface balayant le champ d'exploration. Ce brevet  
25 enseigne l'usage d'un balayage optomécanique permettant de réaliser la déviation à deux dimensions d'un faisceau lumineux de diamètre inférieur à celui de la pupille de l'œil. L'appareil collecte à pleine pupille le flux réfléchi et/ou diffusé par les tissus oculaires. Cet appareil respecte la règle de Gullstrand, ce qui limite la résolution par l'utilisation d'une pupille d'illumination  
30 réduite. Ce document propose de remédier à la présence de reflets en utilisant la lumière polarisée.

COHEN SABBAN, ROUSSEL & SIMON proposent dans le brevet EP 145 563 de faire emprunter au flux réfléchi et/ou diffusé par les tissus oculaires le même trajet que le flux d'illumination. Ce flux réfléchi suit la voie de déviation optique et devient ainsi immobile. Les auteurs nomment cette  
5 action stabilisation du faisceau. Ce dispositif optique autorise la filtration du faisceau de retour issu de l'œil, en disposant des éléments de filtration spatiale dans un plan conjugué de la source et des tissus oculaires observés. Cette description correspond à l'utilisation d'un dispositif confocal. Ce dispositif optique permet d'éliminer les reflets sans utiliser la règle de séparation des  
10 pupilles de Gullstrand.

L'utilisation d'une même pupille pour les voies d'illumination et d'observation procure une résolution supérieure à celle du dispositif du document US 4 213 678. L'utilisation de la filtration confocale permet d'augmenter le contraste en éliminant les flux diffusés par les plans sus et  
15 sous-jacents de celui observé.

En 1987, WEBB et HUGUES, dans le brevet EP 223 356 reprennent le principe de la stabilisation du faisceau d'illumination et d'observation, mais ils conservent la séparation des pupilles au niveau du faisceau de retour stabilisé. Ce dispositif est plus efficace que le précédent pour ce qui concerne  
20 l'élimination des reflets pupillaires, mais il présente toujours le défaut d'une limitation du flux collecté.

L'utilisation de dispositifs de filtration spatiale sur la voie de retour stabilisée permet d'obtenir des images dont la profondeur de champ est définie par le diamètre de la pupille de filtration. Cet aspect tomographique  
25 autorise la réalisation d'images en trois dimensions des tissus étudiés. Mais la résolution obtenue est liée aux aberrations géométriques et aux fluctuations des milieux transparents. Elle reste limitée à 30  $\mu\text{m}$  sur la surface XY de la rétine et à 300  $\mu\text{m}$  pour la profondeur Z du tissu rétinien.

Dans le domaine de l'exploration cornéenne et rétinienne, Izaat et al ont  
30 proposé une exploration par interférométrie avec un dispositif de type interféromètre de Michelson.

Ce dernier utilise une source d'illumination de faible cohérence spatio-temporelle. La résolution en profondeur dite Z est conditionnée par les caractéristiques de cohérence de la source. L'utilisation d'une diode électroluminescente autorise une résolution en Z de 15  $\mu\text{m}$  dans l'œil et de 20  $\mu\text{m}$  au niveau de la cornée.

L'image d'une coupe optique est obtenue, en profondeur rétinienne Z, par une succession d'interférences réalisées entre le flux issu des tissus à analyser et un flux de référence venant d'un miroir situé dans la branche dite de référence. Chaque position du miroir de référence fournit un système d'interférences qui sera analysé et fournira les informations d'un pixel en Z.

L'exploration selon une ligne est obtenue grâce à un balayage optomécanique permettant d'explorer une nouvelle position, lorsque l'exploration en Z pour une position précédente est terminée. La résolution XYZ est de l'ordre de 20  $\mu\text{m}$  dans les meilleures conditions.

Ce dispositif est sensible aux déplacements de l'œil, car le temps d'acquisition est relativement long par rapport aux bandes passantes des mouvements oculaires. Des algorithmes de correction ne permettent de compenser que partiellement ce défaut. Ce dispositif donne une image de différentes positions relatives et ne permet pas de donner une image topographique fidèle et absolue. La résolution réelle obtenue est de l'ordre de 100  $\mu\text{m}$  en X ou Y et 50  $\mu\text{m}$  en Z.

Dans le domaine de l'optique adaptative, on a proposé dans le brevet US 5 777 719 d'insérer un dispositif de compensation de front d'onde utilisant un miroir déformable dans un système rétinographique conventionnel. Un point de la surface est éclairé par une diode super radiante qui permet de mesurer les déformations du front d'onde et de calculer la compensation qui doit être apportée par le miroir déformable. Cette compensation est réalisée sur une image complète du fond d'œil, et acquise par une caméra CCD. Cette technique permet d'obtenir une résolution XY de 2  $\mu\text{m}$ , ce qui est insatisfaisant.

De plus, ce dispositif ne permet pas d'extraire un signal utile correspondant à un plan optique choisi du tissu étudié en évitant l'ensemble des réflexions et rétrodiffusions issues de plans sous- et sus-jacents.

Un but général de l'invention est de proposer un dispositif d'observation d'un corps, tel que le corps d'un être vivant ou tel qu'un objet manufacturé, présentant une résolution d'image particulièrement améliorée par rapport à celles fournies par les dispositifs existants.

5 Ce but est atteint selon l'invention grâce à un dispositif d'observation d'un corps, notamment d'un œil, comportant des moyens d'illumination du corps, des moyens de prélèvement de la lumière provenant d'un endroit illuminé du corps et des moyens de compensation aptes à mesurer une déformation de front d'onde d'un faisceau provenant d'un point du corps et à  
10 appliquer à la lumière prélevée par les moyens de prélèvement une correction calculée à partir de cette déformation mesurée, caractérisé en ce que les moyens de prélèvement et les moyens de compensation sont agencés de sorte que, pour chaque point du corps utilisé pour un calcul de correction, les moyens de prélèvement prélèvent la lumière sur une zone du corps choisie  
15 suffisamment voisine dudit point de calcul pour que la déformation de front d'onde de la lumière provenant de tout point de cette zone soit la même que celle provenant du point de calcul à une fraction de longueur d'onde près, et en ce que le dispositif inclut des moyens pour changer automatiquement le point du corps utilisé pour le calcul de correction et changer, en synchronisme,  
20 la zone de prélèvement associée, de telle sorte que le dispositif balaie le corps observé sous la forme d'une série de telles zones successives pour chacune desquelles la déformation du front d'onde émanant de tout point de la zone est identique, à une fraction de longueur d'onde près, à la déformation du front d'onde émanant d'un point de calcul associé.

25 D'autres caractéristiques, buts et avantages de l'invention apparaîtront à la lecture de la description détaillée qui va suivre faite en référence aux figures annexées sur lesquelles :

- la figure 1 est un schéma sous forme de blocs fonctionnels d'un ophtalmoscope selon l'invention,
- 30 - la figure 2 est une représentation fonctionnelle détaillée d'un ophtalmoscope conforme à une première variante de l'invention, utilisant une technique de filtration confocale pour extraire des signaux issus de l'œil ;

- La figure 3 est une représentation fonctionnelle détaillée d'un ophtalmoscope conforme à une seconde variante de l'invention, utilisant une technique d'interférométrie pour extraire le signal issu de l'œil ;

Dans la description qui va suivre, on appelle surface ou microsurface  
5 isoplanétique une surface d'observation de forme sensiblement plane, qui remplit la condition que les fronts d'onde issus d'un point quelconque lui appartenant sont identiques à une fraction de longueur d'onde près. Une telle surface peut par exemple être constituée matériellement par une face d'un corps ou peut également être constituée par un plan de coupe dans un milieu  
10 diffusant.

On entend par fraction de longueur d'onde un écart inférieur à une longueur d'onde.

On a proposé, dans le document « Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartman-Schack wave front  
15 sensor », Liang V et al., journal of the optical society of America, vol.11, n°7, juillet 1994, une méthode de mesure de distorsions de front d'onde qui peut être utilisée dans le cadre de l'invention pour identifier la déformation de front d'onde et ainsi l'identité de forme ou non entre deux déformations de front d'onde. Cette méthode de mesure, qui y est exposée en détail dans le cas  
20 d'un faisceau sortant de l'œil humain, est applicable à la détermination de la distorsion de front d'onde en sortie de tout corps observé.

Plus précisément, dans les dispositifs qui seront décrits par la suite, on définira le critère d'isoplanétisme d'une microsurface par le fait que les fronts d'onde émanant de tout point de cette surface sont identiques à environ un  
25 quart de longueur d'onde près.

Les microsurfaces isoplanétiques sont déterminées par une étude préalable des déformations du front d'onde sur une surface déterminée. Lorsque les déformations du front d'onde sortent de ce critère, c'est que la surface explorée n'est pas isoplanétique. Il convient alors conformément à  
30 l'invention de réduire celle-ci jusqu'à ce qu'elle le redevienne.

Ce procédé itératif d'identification d'une surface isoplanétique peut être réalisé au stade de la définition des paramètres du dispositif de l'invention de



manière à définir une étendue moyenne des surfaces isoplanétiques, ou être réalisé par un module automatique intégré à un dispositif selon l'invention, dont le rôle est, pour chaque emplacement choisi d'une surface, de déterminer son étendue pour qu'elle soit isoplanétique.

5        La structure de la figure 1 comprend quatre organes principaux, que sont un bloc source lumineuse 10, un dispositif d'optique asservie 20, un dispositif de balayage pas à pas 30 et un dispositif de captation et de réalisation d'image 40.

De manière préférentielle, le bloc source 10 comprend deux sources  
10 particulières : une source 11 destinée à la mesure des déformations de front d'onde des surfaces isoplanétiques, et une source 12 destinée à la réalisation d'une image d'une surface isoplanétique.

L'intensité des sources 11 et 12 est choisie compatible avec les règles de sécurité concernant les tissus biologiques (Norme AFNOR C 43 801, 1992  
15 et ANSI Z136.1, 1993). Les sources peuvent être modulées par une électronique de commande afin de n'utiliser que la source de mesure de front d'onde 11 lors d'une phase de mesure de front d'onde, et la source 12 seule lors d'une phase distincte de réalisation de l'image.

Le dispositif d'optique asservie 20 est placé sur le circuit du flux  
20 lumineux rétro-diffusé par le tissu oculaire 5. Il comprend un dispositif de mesure des déformations de front d'onde 21 et un dispositif de compensation ou correction de front d'onde 22.

Le dispositif de compensation 22 est situé avant le dispositif de mesure 21, sur le trajet du flux issu de l'œil (ou d'un autre corps, tel qu'un objet  
25 manufacturé). Il constitue avec celui-ci un système asservi en boucle de réaction.

Le dispositif 21 est par exemple constitué par un système de mesure de front d'onde de type Hartmann & Shack divisant le faisceau en un grand nombre de sous-pupilles, ou encore par un dispositif d'analyse de courbure de  
30 front d'onde. Ce dispositif est préférentiellement situé dans un plan conjugué optique de la pupille du sujet, mais peut être placé dans tout autre plan jugé optimal. Ce système optique mesure les aberrations, notamment

géométriques, de dioptries et les fluctuations temporo-spatiales des indices des milieux transparents, ainsi que les aberrations engendrées par un dispositif utilisant des systèmes optiques de grande ouverture.

Le dispositif 22 peut être constitué par un miroir déformable comportant  
5 un certain nombre d'actuateurs susceptibles de le déformer. Il compense les différences spatio-temporelles de trajet optique qui constituent la déformation du front d'onde. Il est également prévu d'utiliser tout dispositif équivalent, tel qu'un ensemble de micro-miroirs indépendants ou des cristaux liquides. Ce dispositif compense ainsi les défauts optiques provenant de l'objet observé ou  
10 du système d'observation lui-même.

Le miroir 22, ici représenté comme réalisant une déviation du flux lumineux de  $90^\circ$ , est avantageusement placé de manière à réfléchir le flux selon un angle inférieur à  $90^\circ$  par rapport au flux arrivant sur le miroir.

Dans de telles conditions de boucle d'asservissement, la résolution est  
15 conditionnée à la fois par la limite de diffraction et par la qualité de ce système d'asservissement adaptatif.

Le dispositif de balayage pas à pas 30 a pour rôle de changer la microsurface observée. Il dirige les flux optiques émis par la source 12 de façon à explorer successivement une série de micro-surfaces. Pour cela il  
20 comporte par exemple des déviateurs mécano-optiques commandés par des moteurs pas à pas.

Le pas est déterminé par l'étendue des surfaces isoplanétiques que l'on désire explorer. Il peut être fixe ou être réglé par l'utilisateur selon la qualité de l'image et le champ qu'il veut observer. Pour l'observation des champs  
25 importants, dont la surface toute entière ne satisfait pas aux conditions d'isoplanétisme définies précédemment, on choisit le pas de sorte que les parties explorées successivement répondent aux caractéristiques d'isoplanétisme.

Dans un mode de réalisation préféré, le flux d'illumination et le flux  
30 rétrodiffusé par les tissus empruntent le même trajet, de sorte que le faisceau de retour est stabilisé par le dispositif de déviation 30.

Un séparateur SM1 est placé en liaison optique entre les trois modules que sont le bloc source 10, le module d'optique asservie 20 et le module de balayage 30. Ce séparateur SM1 a pour rôle de transmettre le flux émis par les sources 11 et 12 au dispositif de balayage 30 et de transmettre le flux de retour venant du module de balayage 30 au dispositif d'optique asservie 20. La partie d'optique adaptative 20 reçoit alors un signal stabilisé.

Le dispositif de captation et de réalisation d'image 40 est un dispositif de réception optoélectronique comprenant un bloc électronique et informatique muni d'un bloc horloge qui génère la séquence de tous les événements, amplifie et traite tous les signaux issus de capteurs et d'éventuels éléments de modulation du flux d'illumination ou d'éventuels éléments de commande de filtration dynamique qui seront décrits dans la suite. Il réalise en outre le traitement des informations pour la visualisation et la mémorisation des images obtenues.

Les dispositifs décrits par la suite reprendront les éléments du dispositif de la figure 1, ces éléments communs portant les mêmes références.

On décrira maintenant plus précisément le dispositif de la figure 2.

La mesure du front d'onde est effectuée dans ce dispositif par la formation d'un point d'illumination le plus petit possible dans le tissu exploré. Pour cela, l'émission lumineuse d'une diode super radiante 11 arrive à l'œil après avoir traversé une lentille 300, être réfléchi sur un miroir séparateur SM1, puis sur un miroir mobile de changement de microsurface 400 et avoir traversé un couple de lentilles 500 formant également l'entrée optique du dispositif.

L'analyseur de front d'onde 21 est situé dans un plan optique conjugué de celui de la pupille du sujet. Pour parvenir à cet analyseur 21, le flux rétrodiffusé franchit le couple de lentilles 500, est réfléchi par le miroir mobile 400, traverse le miroir séparateur SM1 et est réfléchi par un second miroir mobile 450.

La source 12 d'illumination est placée directement en amont de ce miroir 450, le flux émis par la source 12 étant dirigé sur le miroir mobile 450 par un miroir semi-transparent à 45°.

L'ensemble optique est prévu pour que le flux d'illumination émis par la diode 12 forme sur la rétine un point de concentration de lumière. Comme on le décrira par la suite, seuls les rayons rétrodiffusés par ce point de concentration seront prélevés. Le dispositif utilise donc la technique confocale  
5 à balayage.

Le miroir 450 est ainsi adapté à balayer l'intérieur de la microsurface correspondant à la position choisie du miroir 400. L'ensemble de la surface isoplanétique correspondant à chaque position du miroir 400 est balayé par le miroir 450.

10 La diode 11 a pour rôle d'éclairer un point de la rétine de l'œil 5, de sorte que le dispositif de compensation 20 déduise par calcul sur le flux rétrodiffusé par ce point une correction de front d'onde à appliquer aux signaux optiques le traversant.

Ainsi, pour chaque calcul de correction, c'est à dire pour chaque point  
15 éclairé par la diode 11, une nouvelle compensation est appliquée à l'ensemble des flux lumineux prélevés sur l'œil 5, c'est à dire aux flux lumineux provenant de la diode 12, formant un point de concentration lumineuse sur celui-ci, rétrodiffusés par les tissus, et rejoignant directement l'entrée optique 500 du système depuis le point de concentration des rayons lumineux.

20 Selon l'invention, à chaque nouvelle position du miroir 400 est associé un nouveau calcul de compensation et une nouvelle correction par le miroir 22. L'étendue de la microsurface balayée par le miroir 450 pour une position donnée du miroir 400 étant choisie pour que cette surface soit isoplanétique, la correction appliquée par le module 20 reste constante pendant le balayage  
25 de cette surface. L'ensemble des flux prélevés sur cette surface est donc soumis à cette correction calculée préalablement, et qui est adaptée à cette surface choisie du fait qu'elle présente le caractère d'isoplanétisme. Lorsque la surface isoplanétique est changée, c'est à dire lorsque le miroir 400 passe à une nouvelle position, un nouveau calcul de compensation est réalisé à partir  
30 de l'illumination par la diode 11 d'un point de cette nouvelle surface isoplanétique.

Les moyens de prélèvement de la lumière, c'est à dire notamment les miroirs 400 et 450 et le dispositif de captation 400, et les moyens de prélèvement, c'est à dire notamment le module de compensation 20 et le miroir 400, sont donc synchronisés de sorte qu'un nouveau point de calcul de compensation est utilisé de manière optimale par les déviateurs 400 et 450 qui exploitent cette correction pour l'ensemble d'une étendue de prélèvement adaptée à cette correction. On tire ainsi un bénéfice maximal de chaque nouvelle correction. Pour illuminer un point de mesure de déformation de front d'onde situé dans la surface de prélèvement, le flux émis par la diode 11 est dirigé sur le miroir 400 par l'intermédiaire d'un miroir semi-transparent SM1, parallèlement à une direction des rayons d'illumination correspondant à une position moyenne du miroir 450.

Le miroir 400 est commandé par un module 420 synchronisé à un capteur 700 par un module de synchronisation 720. Le miroir 450 est lui aussi commandé par un module 470 synchronisé au miroir 400 et au capteur 700 par l'intermédiaire du module 720.

Selon la variante de l'invention décrite ici, l'étendue des surfaces isoplanétiques est déterminée à l'avance. Cependant, on prévoit selon l'invention de munir le dispositif d'un module apte, pour chaque nouvelle position du miroir 400, à déterminer l'étendue de la surface de prélèvement correspondant à cette position de sorte que celle-ci vérifie le critère d'isoplanétisme.

La micro-surface isoplanétique étudiée O1 est illuminée point après point par la diode électroluminescente 12 focalisée sur le plan tissulaire étudié. Le point d'illumination est du diamètre le plus faible possible.

Le dispositif de balayage supplémentaire 450 est situé dans un plan conjugué optique de la pupille du sujet. On réalise donc un balayage spécifique destiné à l'exploration de la microsurface proprement dite.

Dans ce mode de réalisation préféré, le flux d'illumination et le flux rétrodiffusé par les tissus empruntent le même trajet, de sorte que le faisceau de retour est stabilisé par le dispositif de déviation constitué par les deux

miroirs 400 et 450. Ce flux de retour n'est pas recueilli dans le plan pupillaire comme dans le document US 4 213 678.

Le flux stabilisé et corrigé est transmis à un dispositif de filtration confocale ou de filtration spatiale, disposé dans le plan conjugué de la rétine,  
5 devant le détecteur destiné à imager la rétine.

Ce bloc de filtration spatiale confocal est constitué par un trou de filtration du diamètre d'une tache de diffraction. Il est situé, grâce à une lentille 600, dans un plan conjugué de la source 12 et du tissu rétinien exploré 5.

Le dispositif de réalisation d'image placé en aval de ce filtre confocal  
10 est constitué d'un détecteur 700 de type photomultiplicateur ou photodiode à avalanche ou CCD. Il détecte donc le flux rétrodiffusé issu des tissus étudiés 5 et ayant traversé les éléments 500, 400, SM1, 450, 20 et 600. Le flux détecté par le capteur 700 est amplifié puis traité par le bloc électronique 42 pour afficher l'image tissulaire.

15 Le capteur 700 est ici unique, non matriciel. Le dispositif comporte donc un système électronique de conversion temporo-spatiale de l'information qui permet à partir d'un capteur unique de remplir une matrice de valeurs correspondant aux mesures effectuées en chaque point composant la microsurface.

20 L'information temporelle de flux rétrodiffusé est convertie en information spatiale par ce système électronique remplissant une matrice de façon synchrone et homothétique aux déplacements des systèmes de balayage 400 et 450.

Le dispositif à filtration confocale permet de travailler avec une bande  
25 spectrale large ou étroite. Les images de fluorescence sont également possibles.

Dans les conditions décrites ci-dessus la résolution est de 2  $\mu\text{m}$  dans le plan de la surface rétinienne XY et de 10  $\mu\text{m}$  dans la profondeur rétinienne Z. Un avantage important de ce dispositif est de permettre de faire des études en  
30 fluorescence. Un tel dispositif permet de réaliser des images large champ de plus de 10°.

Dans une seconde variante de l'invention, on réalise des images d'interférence entre un flux rétrodiffusé par le plan de tissu observé et un flux dans une branche de référence qui parcourt la même distance optique que le flux rétrodiffusé à la longueur de cohérence spatio-temporelle près.

- 5           La correction des déformations du front d'onde est effectuée sur le flux stabilisé avant la réalisation de l'addition cohérente avec le signal de la branche de référence.

La mesure du front d'onde est là encore effectuée par la formation d'un point d'illumination le plus petit possible dans le tissu exploré. Celui-ci est  
10 obtenu par une diode super radiante 11 et un dispositif optique apte à générer un point de concentration des rayons lumineux dans le tissu observé.

La source d'illumination 12 utilisée pour la réalisation d'image est de faible cohérence spatio-temporelle pour obtenir une résolution en Z de quelques micromètres. Il peut s'agir, par exemple, d'une diode  
15 électroluminescente. La résolution en Z dépend de la cohérence temporelle de la source d'illumination, et aussi de l'ouverture du système optique.

Le trajet effectué par les faisceaux lumineux dans la branche de référence et dans celle d'observation doivent donc être strictement identiques.

Pour réaliser ce but on dispose dans la branche de référence un  
20 dispositif opto-mécanique pouvant simuler au plus près le comportement optique de l'œil. Lorsque les conditions de cohérence spatio-temporelles sont remplies pour les deux branches, il y a formation d'interférences qui après traitement informatique approprié (détection synchrone et calculs) permettent d'obtenir l'image du plan tissulaire étudié.

25           Le flux d'illumination fourni par la diode 12 est dirigé sur la rétine par l'intermédiaire d'un miroir 400 mobile apte à diriger ce flux sur une microsurface O1 isoplanétique choisie.

Le flux rétrodiffusé par la micro-surface étudiée O1 est dirigé vers une lame de mélange SM1.

30           Pour parvenir à cette lame de mélange SM1, le flux rétrodiffusé suit en sens inverse une partie du parcours du flux d'illumination. Il franchit notamment un miroir mobile de changement de microsurface 400, un miroir

déformable 22 de compensation de front d'onde, un miroir de renvoi 23, un module de mesure de déformations de front d'onde 21 couplé au miroir 22, et arrive ensuite sur la lame de mélange SM1.

Le flux de référence est émis par la diode 11, dévié par le miroir  
5 séparateur semi-transparent SM1, puis parcourt le même trajet que le flux rétrodiffusé.

Le flux mélangé en sortie de SM1 est dirigé sur une seconde face du miroir 400, qui dévie ce flux correspondant à une surface isoplanétique entière sur un dispositif de réalisation d'image.

10 Le mélangeur SM1 assure donc le mélange du flux issu de la branche de référence constituée par les éléments précédemment décrits et référencés 11, SM1, SM2, 23, 22 et SM1 et du flux tissulaire rétro-diffusé issu des éléments précédemment décrits et référencés 5, 400, 22, 23, SM2, SM1.

Un dispositif optique en aval des diodes 11 et 12 et en amont du  
15 séparateur SM1 permet le mélange des flux sortants directement des diodes 11 et 12 ainsi que le réglage de la puissance du faisceau d'émission de chacune d'elles. Deux systèmes optiques obj2 et obj3 sont placés pour cela devant les diodes et permettent de choisir la position du plan étudié.

Les images d'interférence sont réalisées dans le plan d'un capteur 710  
20 et correspondent, à chaque position du miroir 400, à l'ensemble de la surface isoplanétique que l'on désire visualiser.

La source 12 destinée à l'imagerie tissulaire forme une surface d'illumination sur la rétine d'un œil 5 qui est égale, au grossissement optique près, à la surface de tissu correspondant à la micro-surface élémentaire  
25 étudiée.

Le grossissement optique fourni par les dispositifs optiques intermédiaires entre cette diode 12 et le tissu observé est calculé de façon à ce que l'ensemble de la micro-surface étudiée soit illuminé au même moment par la diode 12 .

30 La configuration d'interférométrie est donc adaptée à réaliser des interférences sur la lumière provenant simultanément de toute une partie de l'œil (ou d'un autre objet ou corps) de sorte qu'il réalise une image de cette



partie par cette interférence d'ensemble, cette partie étant ici une surface isoplanétique.

Le dispositif de mesure d'image comprend une matrice de récepteurs, amplifiés ou refroidis, qui permettent de fournir une image électronique  
5 matricielle du tissu exploré.

Les interférences formées par l'interaction entre la branche de référence et la branche de mesure sont détectées par le capteur matriciel 710 puis traitées par un bloc électronique et informatique 42 pour extraire le signal et afficher l'image tissulaire.

10 Dans le cadre de cette variante de l'invention, on explore les microsurfaces isoplanétiques successivement grâce au dispositif de balayage 400 et également grâce à un cache dynamique 720 placé devant le capteur matriciel.

Le dispositif de cache dynamique 720 est constitué par un diaphragme  
15 balayant spatialement le détecteur plan de façon à couvrir successivement toute la surface de celui-ci.

En d'autres termes, le dispositif de filtration dynamique 720 découvre la plage du détecteur matriciel 710 correspondant à la micro-surface étudiée au grossissement près et la situe sur celui-ci. Le dispositif de filtration dynamique  
20 720 et le détecteur matriciel 710 sont placés dans un plan conjugué optique du plan tissulaire étudié.

Par commutation successive en configuration transparente d'éléments électro-optiques de filtration, on constitue un masque correspondant à la surface d'analyse de tissu au grossissement optique près. Ce masque mobile  
25 balaye pas à pas le plan de la matrice destinée à réaliser l'image de l'ensemble des micro-surfaces. Les changements de position de l'ouverture sont synchrones et homothétiques des déplacements pas à pas du dispositif de balayage 400.

Le déplacement homothétique et synchrone de la position de la micro-  
30 surface sur la matrice photodéetectrice 710 est assuré par la seconde face du miroir galvanométrique 400.

Avec une source de 633 nm, la résolution obtenue avec ce dispositif est de 2 $\mu$ m en XY et 10  $\mu$ m en Z.

L'utilisation d'une longueur d'onde moyenne de l'ordre de 488 nm permet ainsi d'obtenir des résolutions de l'ordre du micromètre en X,Y et de  
5 quelques micromètres en Z pour l'exploration rétinienne.

Dans ce dispositif comme dans le cas du dispositif précédent, les moyens de compensation appliquent une correction à un ensemble de flux provenant d'un ensemble de points d'une surface choisie, ces flux ayant même déformation de front d'onde qu'un point de calcul de cette correction.

10 Dans le cas présent, les flux provenant de ces points sont prélevés simultanément de sorte qu'ils constituent un flux d'ensemble.

L'étendue de la surface de prélèvement est choisie pour que la correction mesurée au point de calcul soit valable pour l'ensemble de cette surface.

15 Le prélèvement de lumière rétrodiffusée est ici réalisé simultanément sur l'ensemble de la surface isoplanétique. On tire donc un bénéfice optimal de chaque nouvelle configuration du miroir de correction 22 en prélevant la lumière sur toute une surface, l'étendue de cette surface étant choisie pour que la compensation soit valable sur toute cette surface. Pour que le point de  
20 calcul de compensation soit bien situé dans la surface de prélèvement isoplanétique de prélèvement, la diode super-radiante 11 émet, dans une phase de mesure de déformation de front d'onde, un flux qui parcourt une partie de trajet qui est commune avec le trajet du flux d'illumination et de rétrodiffusion.

25 Dans l'exemple décrit ici, l'étendue des microsurfaces est prédéterminée par la disposition relative des différents éléments du dispositif . On prévoit toutefois de munir le dispositif d'un module de détermination automatique de l'étendue des surfaces apte à veiller automatiquement à leur isoplanétisme.

30 Dans le présent montage, les moyens de calcul de compensation (c'est à dire notamment le module de calcul 21 et le miroir 400 qui détermine le point de calcul) et les moyens de prélèvement d'image (c'est à dire les moyens

d'interférométrie 11, SM1 et le miroir 400, sont synchronisés de sorte qu'à chaque nouvelle zone prélevée, un calcul de compensation adapté à cette zone est effectué.

Les montages selon l'invention décrits précédemment autorisent une  
5 compensation des amétropies du sujet. La compensation d'amétropie est réalisée soit en déplaçant conjointement le dispositif source et filtration confocale, pour le système à balayage confocal, soit en déplaçant le plan de référence pour le dispositif d'interférométrie.

Ces différents appareils peuvent être mis en œuvre pour l'observation  
10 de la cornée, du cristallin et du fond d'œil en temps réel. Les dispositions décrites précédemment permettent notamment de réaliser un biomicroscope ou un ophtalmoscope tridimensionnel ayant une résolution de l'ordre du micromètre.

Un autre avantage de l'invention est que le dispositif choisi autorise un  
15 fonctionnement en pupille d'illumination large, c'est-à-dire sans obligation de placer le sujet dans des conditions de vue Maxwellienne stricte.

L'invention améliore de façon très sensible, environ d'un facteur 10, la résolution selon les trois directions de l'espace tout en permettant d'explorer des champs importants.

20 Ces dispositifs fonctionnent pour toutes les longueurs d'onde pour lesquelles l'optique de l'œil est transparente.

Cependant les dispositifs décrits ci-avant, qui font appel à une technique de balayage confocal ou à une technique d'interférométrie, ne se limitent pas à l'observation de l'œil ou des corps vivants, ils sont  
25 avantageusement appliqués à l'observation d'objets manufacturés tels que des semi-conducteurs par exemple.

L'invention ne se limite pas non plus aux exemples de réalisation décrits précédemment.

On prévoit notamment selon l'invention de combiner les trois  
30 techniques : optique adaptative, balayage optique et interférométrie .

Le montage optique n'utilise pas nécessairement la règle de séparation des pupilles d'illumination et d'observation qui sont ici superposées ou confondues et ont le diamètre de la pupille du sujet.

Dans ces conditions, l'angle d'ouverture optique utilisable est plus  
5 grand, diminuant le diamètre de la tache de diffraction. La diminution de la tache de diffraction permet une augmentation additionnelle de la résolution.

Ceci permet d'utiliser une pupille optique plus grande que celle des appareils conventionnels, qui peut atteindre ici 7mm à 9 mm chez le sujet  
10 normal en mydriase. Cette disposition améliore encore la très bonne résolution de l'image.

## **REVENDECATIONS**

1. Dispositif d'observation d'un corps, notamment d'un œil, comportant  
5 des moyens d'illumination (12) du corps (5), des moyens de prélèvement (400, 450, 500, 700) de la lumière provenant d'un endroit illuminé (01) du corps (5) et des moyens de compensation (20) aptes à mesurer une déformation de front d'onde d'un faisceau provenant d'un point du corps (5) et à appliquer à la lumière prélevée par les moyens de prélèvement (400, 450, 500, 700) une  
10 correction calculée à partir de cette déformation mesurée, caractérisé en ce que les moyens de prélèvement et les moyens de compensation sont agencés de sorte que, pour chaque point du corps utilisé pour un calcul de correction, les moyens de prélèvement prélèvent la lumière sur une zone du corps choisie suffisamment voisine dudit point de calcul pour que la déformation de front  
15 d'onde de la lumière provenant de tout point de cette zone soit la même que celle provenant du point de calcul à une fraction de longueur d'onde près, et en ce que le dispositif inclut des moyens (400, 450, 500, 700) pour changer automatiquement le point du corps (5) utilisé pour le calcul de correction et changer, en synchronisme, la zone de prélèvement associée, de telle sorte  
20 que le dispositif balaie le corps observé sous la forme d'une série de telles zones successives pour chacune desquelles la déformation du front d'onde émanant de tout point de la zone est identique, à une fraction de longueur d'onde près, à la déformation du front d'onde émanant d'un point de calcul associé.
- 25 2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens de prélèvement (400, 450, 500, 700) comprennent des moyens (12, SM1) pour réaliser une image de la zone de prélèvement par interférométrie.
3. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens (400, 450, 500) pour produire dans la zone de prélèvement un  
30 point de concentration de rayons lumineux d'éclairement et des moyens (400, 450, 500) pour ne prélever que les rayons lumineux directs entre le point de concentration et une entrée optique (500) des moyens de prélèvement.

4. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce que qu'il comprend un module (12, SM3, SM1, SM4) apte à constituer une image par interférométrie sur la lumière prélevée et corrigée.

5 5. Dispositif selon la revendication précédente ou la revendication 2, caractérisé en ce que les moyens d'interférométrie (12, SM1, SM3) réalisent une image d'au moins une partie du corps (5) non réduite à un point par interférométrie sur simultanément la lumière provenant de l'ensemble de cette partie.

10 6. Dispositif selon l'une des revendications 2, 4 ou 5, caractérisé en ce que la compensation de front d'onde est appliquée au faisceau prélevé avant interférence de ce faisceau avec un faisceau de référence.

7. Dispositif selon l'une des revendications 2, 4, 5 ou 6, caractérisé en ce qu'il comprend un capteur matriciel et un cache modifiable synchronisé aux moyens de prélèvement pour découvrir à tout moment une plage du capteur  
15 matriciel correspondant à la zone de prélèvement en cours.

8. Dispositif selon la revendication 7, caractérisé en ce que le cache modifiable est constitué d'un ensemble d'éléments aptes à être commutés en position transparente ou en configuration opaque.

9. Dispositif selon la revendication 3, caractérisé en ce qu'il est prévu  
20 pour balayer le point de concentration sur la zone de prélèvement.

10. Dispositif selon l'une des revendications 3 ou 9, caractérisé en ce qu'il comprend un premier module de déviation (450) apte à balayer le point de concentration dans la zone de prélèvement et un second module de déviation (400) apte à changer l'emplacement de la zone de prélèvement.

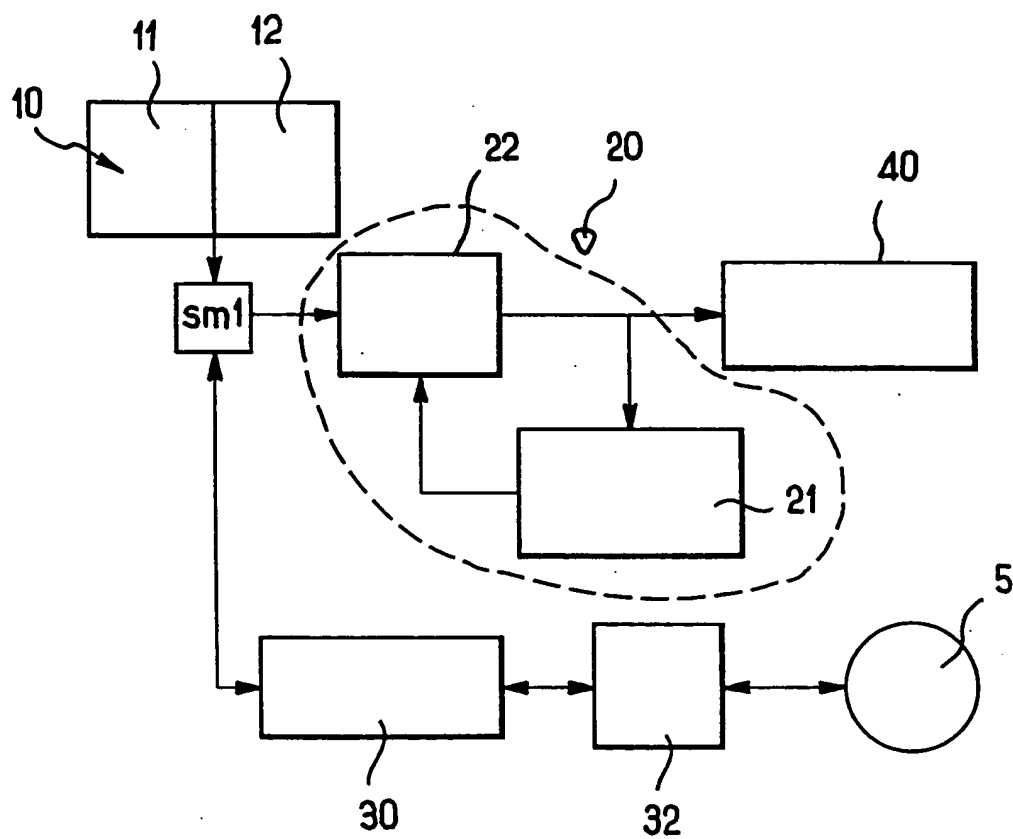
25 11. Dispositif selon l'une des revendications 3, 9 ou 10, caractérisé en ce qu'il comporte un capteur photométrique (700) apte à transformer la lumière prélevée en un signal de commande d'un dispositif de présentation d'image, et en ce que les moyens de mesure de déformation de front d'onde (21) et les moyens de correction (22) du front d'onde sont placés sur le trajet  
30 de la lumière entre le corps et le capteur (700).

12. Dispositif selon la revendication 11 en combinaison avec la revendication 3, caractérisé en ce que les moyens de correction de

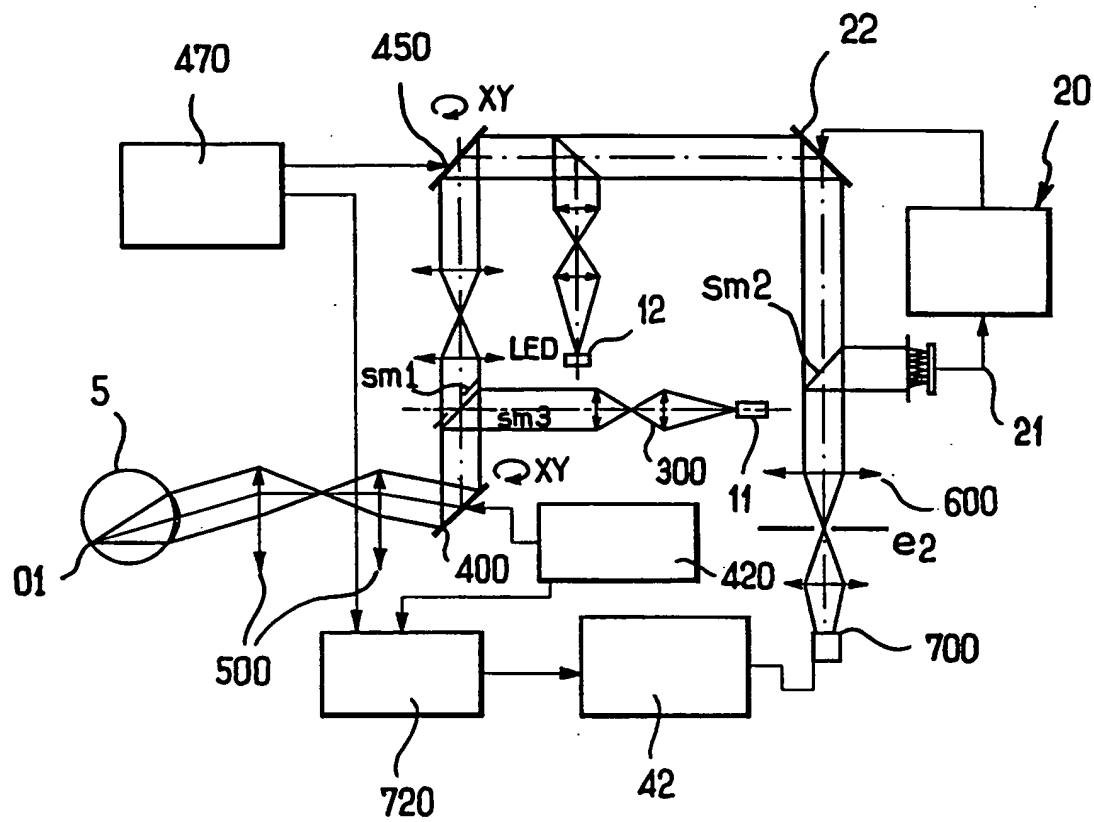
déformation du front d'onde (21) sont situés entre le capteur (700) et les modules de déviation (400, 450).

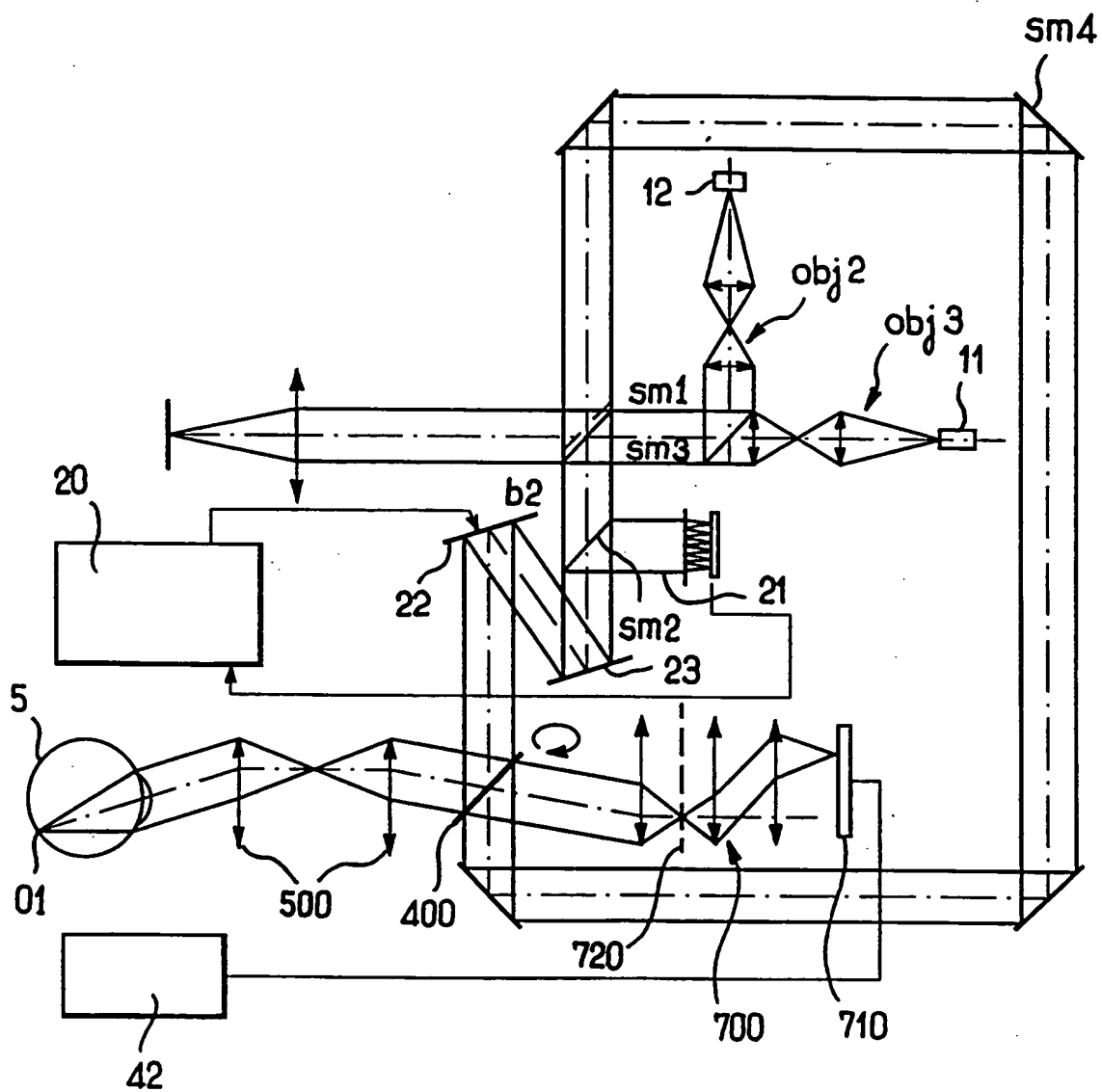
13. Dispositif selon l'une des revendications 3, 9, 10, 11 ou 12, caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif de filtration placé dans un plan  
5 conjugué de la zone de prélèvement, comportant un trou de filtration du diamètre d'une tache de diffraction.

14. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que la zone de prélèvement (O1) est choisie suffisamment voisine du point de calcul de la compensation en cours pour que les fronts d'onde issus  
10 de tout point de cette zone (O1) soient identiques à un quart de longueur d'onde près.

FIG. 1



FIG. 2

FIG. 3

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

national Application No

PCT/FR 00/00823

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
IPC 7 A61B3/14

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 7 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 98 27863 A (UNIV ROCHESTER) 2 July 1998 (1998-07-02)	1
A	abstract page 6, line 2 -page 8, line 9 & US 5 777 719 A 7 July 1998 (1998-07-07) cited in the application ----	2-7
A	DE 42 22 395 A (AMTECH GES FUER ANGEWANDTE MIC) 13 January 1994 (1994-01-13) column 4, line 10 -column 6, line 45; table 1 ----	1,7
A	US 5 615 278 A (MATSUMOTO KAZUHIRO) 25 March 1997 (1997-03-25) column 3, line 1 -column 4, line 61; tables 1,2 ----- -/--	1

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

\* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

11 July 2000

Date of mailing of the international search report

18/07/2000

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Weihs, J

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/FR 00/00823

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>LIANG J ET AL: "OBJECTIVE MEASUREMENT OF WAVE ABERRATIONS OF THE HUMAN EYE WITH THE USE OF A HARTMANN-SHACK WAVE-FRONT SENSOR" JOURNAL OF THE OPTICAL SOCIETY OF AMERICA - A, US, OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, WASHINGTON, vol. 11, no. 7, July 1994 (1994-07), page 1949-1957 XP002064186 ISSN: 0740-3232 page 1949, left-hand column, line 21 -page 1953, left-hand column, line 3; table 5</p> <p>-----</p>	1

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/FR 00/00823

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9827863 A	02-07-1998	US 5777719 A AU 5806298 A BR 9714178 A CN 1245406 A EP 0969760 A US 5949521 A	07-07-1998 17-07-1998 29-02-2000 23-02-2000 12-01-2000 07-09-1999
DE 4222395 A	13-01-1994	NONE	
US 5615278 A	25-03-1997	JP 3081879 A	08-04-1991

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

ande internationale No  
PCT/FR 00/00823

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE  
CIB 7 A61B3/14

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

## B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)  
CIB 7 A61B

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si réalisable, termes de recherche utilisés)  
EPO-Internal, WPI Data, PAJ

## C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie *	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	WO 98 27863 A (UNIV ROCHESTER) 2 juillet 1998 (1998-07-02)	1
A	abrégé page 6, ligne 2 -page 8, ligne 9 & US 5 777 719 A 7 juillet 1998 (1998-07-07) cité dans la demande	2-7
A	DE 42 22 395 A (AMTECH GES FUER ANGEWANDTE MIC) 13 janvier 1994 (1994-01-13) colonne 4, ligne 10 -colonne 6, ligne 45; tableau 1	1,7
A	US 5 615 278 A (MATSUMOTO KAZUHIRO) 25 mars 1997 (1997-03-25) colonne 3, ligne 1 -colonne 4, ligne 61; tableaux 1,2	1
	--- -/--	

☒ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

\* Catégories spéciales de documents cités:

- "A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
- "E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date
- "L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)
- "O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens
- "P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

"T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention

"X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément

"Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier

"&" document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

11 juillet 2000

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

18/07/2000

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale  
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3018

Fonctionnaire autorisé

Weihs, J

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

ande internationale No  
PCT/FR 00/00823

C.(suite) DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	<p>LIANG J ET AL: "OBJECTIVE MEASUREMENT OF WAVE ABERRATIONS OF THE HUMAN EYE WITH THE USE OF A HARTMANN-SHACK WAVE-FRONT SENSOR" JOURNAL OF THE OPTICAL SOCIETY OF AMERICA - A, US, OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, WASHINGTON, vol. 11, no. 7, juillet 1994 (1994-07), page 1949-1957 XP002064186 ISSN: 0740-3232 page 1949, colonne de gauche, ligne 21 -page 1953, colonne de gauche, ligne 3; tableau 5</p> <p>-----</p>	1

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

L. Annexe internationale No

PCT/FR 00/00823

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
WO 9827863 A	02-07-1998	US 5777719 A AU 5806298 A BR 9714178 A CN 1245406 A EP 0969760 A US 5949521 A	07-07-1998 17-07-1998 29-02-2000 23-02-2000 12-01-2000 07-09-1999
DE 4222395 A	13-01-1994	AUCUN	
US 5615278 A	25-03-1997	JP 3081879 A	08-04-1991